

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID
ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR



**Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de
Telecomunicación**

TRABAJO FIN DE GRADO

**APLICACIÓN PARA EL ANÁLISIS DE LA
EVOLUCIÓN DE LESIONES DE PIEL EN ZONAS
AMPLIAS DEL CUERPO**

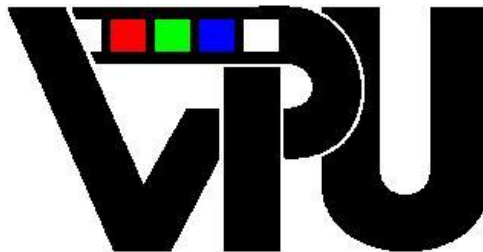
Daniel Armengod Martínez
Tutor: Dr. Jesús Bescós Cano

JUNIO 2021

APLICACIÓN PARA EL ANÁLISIS DE LA EVOLUCIÓN, EN NÚMERO Y TAMAÑO, DE LESIONES DE PIEL EN ZONAS AMPLIAS DEL CUERPO

AUTOR: Daniel Armengod Martínez

TUTOR: Dr. Jesús Bescós Cano



Video Processing and Understanding Lab

Escuela Politécnica Superior

Universidad Autónoma de Madrid

JUNIO de 2021

INDICE DE CONTENIDOS

1	Introducción.....	1
1.1	Motivación	1
1.2	Objetivos	2
1.3	Organización de la memoria	3
2	Estado del arte y técnicas aplicadas	5
2.1	Introducción	5
2.2	Antecedentes	5
2.3	Tecnologías de soporte.....	5
2.3.1	Segmentación de las zonas a estudiar	5
2.3.2	Extracción de contornos.....	7
2.3.3	Homografía entre imágenes	8
2.3.4	Igualación de color.....	8
2.3.5	Cálculo de diferencias entre imágenes.....	9
3	Optimización del algoritmo	11
3.1	Introducción	11
3.2	Requisitos y diseño de la aplicación	11
3.3	Requisitos y diseño del algoritmo	11
4	Desarrollo.....	13
4.1	Introducción	13
4.2	Descripción y desarrollo de la aplicación	13
4.3	Descripción general del algoritmo	15
4.4	Funciones desarrolladas	21
4.4.1	Operaciones previas	21
4.4.2	Segmentación.....	22
4.4.3	Detector de contornos	22
4.4.4	Homografía	23
4.4.5	Igualación de color.....	24
4.4.6	Comparación	26
4.4.7	Obtención de resultados.....	27
4.4.8	Aplicaciones para selección y representación de imágenes.....	29
4.5	Ejecución de la aplicación.....	29
4.6	Captura de imágenes	30
5	Base de imágenes, pruebas y resultados	31
5.1	Introducción	31

5.2 Base de imágenes.....	31
5.3 Resultados.....	31
6 Conclusiones y trabajo futuro.....	35
6.1 Conclusiones.....	35
6.2 Trabajo futuro.....	36
Referencias.....	37
Anexo A	39
Manual de instalación, ejecución y uso de la aplicación	39

INDICE DE FIGURAS

FIGURA 1.1: IMÁGENES MOSTRADAS EN LA APLICACIÓN, CEDIDAS POR EL HOSPITAL UNIVERSITARIO PUERTA DE HIERRO DE MADRID EN EL MARCO DE UN PROYECTO DE COLABORACIÓN.	1
FIGURA 2.1: RESULTADO DEL SEGMENTADOR BASADO EN BORDES. EXTRAÍDO DE [4].	6
FIGURA 2.2: RESULTADO DEL SEGMENTADOR BASADO EN CRECIMIENTO DE REGIONES. EXTRAÍDO DE [5].	6
FIGURA 2.3: RESULTADO DEL SEGMENTADOR “MÉTODO DEL VALOR DEL UMBRAL”	7
FIGURA 2.4: PUNTOS CARACTERÍSTICOS Y SU CORRESPONDENCIA.	8
FIGURA 2.5: IMAGEN DE DIFERENCIAS Y ZOOM DE UNA ZONA.	10
FIGURA 2.6: IMAGEN DEL PACIENTE CON LAS NUEVAS LESIONES SEÑALADAS EN AZUL Y ZOOM DE UNA ZONA.	10
FIGURA 4.1: BOTÓN DE SELECCIÓN DE IMÁGENES.	13
FIGURA 4.2: SELECCIÓN DE IMÁGENES.	13
FIGURA 4.3: AJUSTE DEL MODO DE OPERACIÓN.	13
FIGURA 4.4: BOTÓN QUE EJECUTA EL ALGORITMO.	14
FIGURA 4.5: RESULTADO DE LA COMPARACIÓN AMPLIADO.	14
FIGURA 4.6: DIAGRAMA DE BLOQUES DEL ALGORITMO.	15
FIGURA 4.7: IMÁGENES A COMPARAR.	16
FIGURA 4.8: SELECCIÓN DE LA REGIÓN BAJO ESTUDIO (INTERIOR DEL RECTÁNGULO).	16
FIGURA 4.9: REGIONES BAJO ESTUDIO.	16
FIGURA 4.10: SEGMENTACIÓN Y DETECCIÓN DEL CONTORNO DE LAS DOS IMÁGENES.	17
FIGURA 4.11: CÁLCULO Y ASOCIACIÓN DE LOS PUNTOS DE INTERÉS EN LA VERSIÓN MANUAL.	17
FIGURA 4.12: A LA IZQUIERDA LA IMAGEN INICIAL Y A LA DERECHA EL RESULTADO DE LA HOMOGRAFÍA. EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.	17

FIGURA 4.13: CÁLCULO Y ASOCIACIÓN DE LOS PUNTOS DE INTERÉS EN LA VERSIÓN AUTOMÁTICA.	18
FIGURA 4.14: A LA IZQUIERDA LA IMAGEN INICIAL Y A LA DERECHA EL RESULTADO DE LA HOMOGRAFÍA. EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.	18
FIGURA 4.15: PARCHES DE LAS REGIONES.	18
FIGURA 4.16: CÁLCULO Y ASOCIACIÓN DE LOS PUNTOS DE INTERÉS EN LOS PARCHES.	19
FIGURA 4.17: A LA IZQUIERDA EL PARCHE INICIAL Y A LA DERECHA EL RESULTADO DE LA HOMOGRAFÍA.	19
FIGURA 4.18: A LA IZQUIERDA SE PUEDE VER EL PARCHE DE REFERENCIA, A LA DERECHA EL PARCHE QUE SERÁ MODIFICADO Y DEBAJO EL RESULTADO.....	19
FIGURA 4.19: A LA IZQUIERDA LA IMAGEN DE REFERENCIA, A LA DERECHA LA QUE SERÁ MODIFICADA Y DEBAJO EL RESULTADO.....	20
FIGURA 4.20: DIFERENCIAS ENTRE LOS PARCHES.....	20
FIGURA 4.21: DIFERENCIAS ENTRE LAS IMÁGENES EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	20
FIGURA 4.22: DIFERENCIAS ENTRE LAS IMÁGENES EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	21
FIGURA 4.23: IMÁGENES A ANALIZAR.	21
FIGURA 4.24: ORIENTACIÓN DE LA IMAGEN Y VALOR DE LA ETIQUETA. FIGURA EXTRAÍDA DE [6]	22
FIGURA 4.25: RESULTADO DEL SEGMENTADOR BASADO EN EL MÉTODO DEL VALOR DEL UMBRAL (COLOR).....	22
FIGURA 4.26: RESULTADO DEL DETECTOR DE CONTORNOS BASADO EN CONTORNOS ACTIVOS.	23
FIGURA 4.27: DETECCIÓN Y ASOCIACIÓN DE PUNTOS DE INTERÉS EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL. A LA DERECHA EL RESULTADO DE LA HOMOGRAFÍA.	24
FIGURA 4.28: DETECCIÓN Y ASOCIACIÓN DE PUNTOS DE INTERÉS EN PARCHES. A LA DERECHA EL RESULTADO DE LA HOMOGRAFÍA.....	24
FIGURA 4.29: DETECCIÓN Y ASOCIACIÓN DE PUNTOS DE INTERÉS EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO. A LA DERECHA EL RESULTADO DE LA HOMOGRAFÍA.....	24
FIGURA 4.30: IGUALACIÓN DE COLOR ENTRE PARCHES. ARRIBA A LA IZQUIERDA SE ENCUENTRA EL PARCHE DE REFERENCIA, A SU DERECHA EL PARCHE A MODIFICAR Y DEBAJO EL RESULTADO.	25

FIGURA 4.31: IGUALACIÓN DE COLOR ENTRE IMÁGENES. ARRIBA A LA IZQUIERDA SE ENCUENTRA LA IMAGEN DE REFERENCIA, A SU DERECHA LA IMAGEN A MODIFICAR Y DEBAJO EL RESULTADO.	25
FIGURA 4.32: A LA IZQUIERDA LAS DIFERENCIAS DETECTADAS EN LA COMPARACIÓN. A LA DERECHA EL RESULTADO DE SEÑALAR DICHAS DIFERENCIAS EN EL PARCHE.	26
FIGURA 4.33: A LA IZQUIERDA LAS DIFERENCIAS TOTALES DETECTADAS EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL. A LA DERECHA EL RESULTADO DE SEÑALAR DICHAS DIFERENCIAS EN LA IMAGEN.....	26
FIGURA 4.34: DIFERENCIAS DETECTADAS EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	27
FIGURA 4.35: IMAGEN FINAL QUE SE MOSTRARÁ AL PERSONAL MÉDICO EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.	27
FIGURA 4.36: IMAGEN FINAL QUE SE MOSTRARÁ AL PERSONAL MÉDICO EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.	28
FIGURA 4.37: VISUALIZACIÓN DE LAS TRES IMÁGENES EN EL MODO MANUAL.....	28
FIGURA 4.38: VISUALIZACIÓN DE LAS TRES IMÁGENES EN EL MODO AUTOMÁTICO.....	29
FIGURA 5.1: RESULTADO DEL PACIENTE 1 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	32
FIGURA 5.2: RESULTADO DEL PACIENTE 1 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	32
FIGURA 5.3: RESULTADO DEL PACIENTE 2 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	32
FIGURA 5.4: RESULTADO DEL PACIENTE 2 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	32
FIGURA 5.5: RESULTADO DEL PACIENTE 3 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	32
FIGURA 5.6: RESULTADO DEL PACIENTE 3 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	32
FIGURA 5.7: RESULTADO DEL PACIENTE 4 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	33
FIGURA 5.8: RESULTADO DEL PACIENTE 4 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	33
FIGURA 5.9: RESULTADO DEL PACIENTE 5 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	33
FIGURA 5.10: RESULTADO DEL PACIENTE 5 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	33
FIGURA 5.11: RESULTADO DEL PACIENTE 6 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	33
FIGURA 5.12: RESULTADO DEL PACIENTE 6 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	33

FIGURA 5.13: RESULTADO DEL PACIENTE 7 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	34
FIGURA 5.14: RESULTADO DEL PACIENTE 7 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	34
FIGURA 5.15: RESULTADO DEL PACIENTE 8 EN EL MODO DE OPERACIÓN MANUAL.....	34
FIGURA 5.16: RESULTADO DEL PACIENTE 8 EN EL MODO DE OPERACIÓN AUTOMÁTICO.....	34

Resumen (castellano)

El Trabajo Fin de Grado ha consistido en la optimización de un algoritmo diseñado para la detección automática de lesiones de piel en zonas amplias del cuerpo y en la creación de una interfaz gráfica para la utilización del mismo.

El algoritmo debe detectar las siguientes lesiones: aumento o disminución en el tamaño de las lesiones, cambios de color de las mismas y aparición o desaparición de nuevas lesiones. En la actualidad no hay disponible ninguna aplicación que realice esta tarea. En este escenario, cuando un paciente pasa consulta médica en la especialidad de dermatología, el equipo médico debe realizar el análisis de la variación de las lesiones de forma manual. Este modo de operar depara la posibilidad de que el equipo médico no detecte todos los cambios surgidos en las lesiones o la aparición de alguna nueva. Adicionalmente, un análisis automatizado optimiza la cantidad de tiempo empleado en el análisis respecto a un análisis visual.

El proceso de detección conlleva varias etapas que realizan un procesamiento de las dos imágenes a comparar. Estas etapas son: selección de la región de interés, adaptación de las imágenes para hacerlas comparables, comparación y, finalmente, visualización de resultados mediante la interfaz gráfica. Para optimizar estas etapas se han estudiado distintas técnicas, seleccionando las que mejor se ajustaban a las necesidades del algoritmo.

La realización de este TFG ha sido posible gracias al Hospital Universitario Puerta de Hierro de Madrid que cedió imágenes reales en el marco de un proyecto de colaboración con el Video Processing and Understanding Lab de la UAM; se obtuvo para ello la debida aprobación de su Comité de Ética.

Palabras clave (castellano)

Interfaz gráfica, segmentación, contorno, lesión cutánea, evolución de una lesión, homografía, igualación de color, comparación, detección, dermatología

Abstract (English)

This Bachelor Thesis has faced the optimization of an algorithm designed to automatically detect injuries in large areas of the body and the creation of a graphical interface.

The algorithm must detect the following injuries: an increase or decrease in the size, colour changes and occurrences of new ones or fading of existing ones. Nowadays there is no application available to perform this task; when a patient undergoes a medical consultation in the specialty of dermatology, the medical team has to perform the analysis of the injuries' evolution manually. This may cause the medical team not to detect all the changes that have suffered the injuries or the occurrence of a new one. Additionally, time saving in the automated analysis is significant related to visual analysis.

Detection process consists of several stages that carry out a processing of the two images to be compared. These stages are: selection of the region of interest, adaptation of the images to make them comparable, comparison, and, finally, visualization of the results through the graphical interface. To optimize these stages, some different techniques have been studied and tested, selecting those who best fit to the algorithm needs.

This Bachelor Thesis has been possible thanks to the hospital Universitario Puerta de Hierro de Madrid that provided actual images within the framework of a collaboration project with the Video Processing and Understanding Lab from UAM; approval of its Ethics Committee was obtained.

Keywords (inglés)

Graphical interface, segmentation, contour, skin lesion, evolution of a lesion, homography, color matching, comparison, detection, dermatology.

1 Introducción

1.1 Motivación

Hoy en día, en las consultas dermatológicas, para realizar un seguimiento en un paciente con lesiones de piel en zonas amplias del cuerpo (sean manchas, lunares, la forma y tamaño de los mismos u otro tipo de anomalías) se adopta, en general, el mismo procedimiento: se toma una fotografía de la zona a analizar durante la primera consulta y, posteriormente, varios meses después, se programa una segunda cita médica en la que se toma una nueva fotografía. Con la información recabada, el personal médico, realiza una exploración visual buscando diferencias entre ambas imágenes. Se pretende detectar los posibles cambios en la zona afectada para estudiar las posibles lesiones o enfermedades.

Este trabajo de fin de grado se basa en el trabajo previo de Juan Antonio Álvarez Castillo realizado durante el curso 2019-2020 y busca desarrollar una aplicación con la cual automatizar el proceso inicial de diagnóstico en pacientes como los indicados anteriormente.

Las siguientes imágenes ilustran la funcionalidad esperada de la aplicación. En ellas se muestra la primera fotografía realizada al paciente, la segunda, realizada meses después, y la tercera con las diferencias resaltadas.

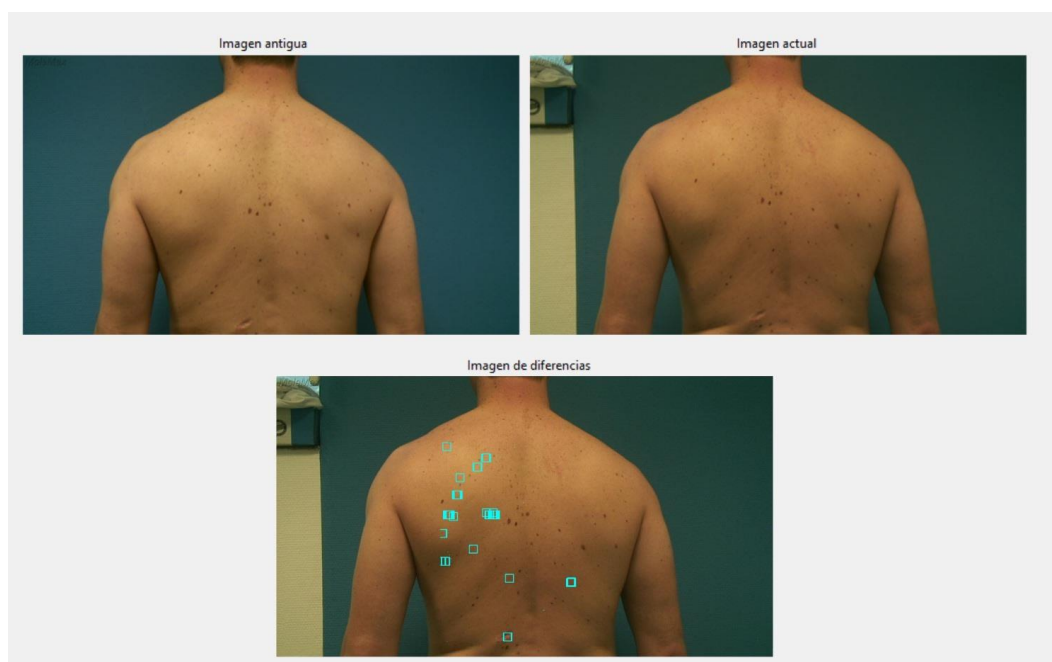


Figura 1.1: Imágenes mostradas en la aplicación, cedidas por el Hospital Universitario Puerta de Hierro de Madrid en el marco de un proyecto de colaboración.

1.2 Objetivos

El objetivo de este trabajo es desarrollar una aplicación que permita, seleccionando la primera y la segunda imagen (o imágenes posteriores) realizar una comparación entre las mismas de forma automática.

Se pretende, de esta forma, ahorrar tiempo y facilitar el trabajo del o de la dermatólogo/a, evitando posibles errores que un humano pudiera cometer, bien por la dificultad para encontrar las diferencias a simple vista, por cansancio de las personas o por otro motivo que pudiera interferir en la consecución de un resultado correcto.

Se busca, pues, mejorar los diagnósticos iniciales, intentando encontrar nuevas lesiones de la piel (aparición de lunares, manchas, etc.), o variaciones de lesiones antiguas (desaparición, cambio de forma, color, etc.) que hayan podido suceder en el tiempo.

Adicionalmente a la creación de la aplicación, plantea introducir modificaciones en el algoritmo inicialmente propuesto por Juan Antonio Álvarez Castillo. La razón de estas modificaciones tiene su origen en el hecho de que el diseño del algoritmo inicial se realizó utilizando una serie de imágenes de prueba que no eran reales: las imágenes de la segunda consulta se obtuvieron modificando las de la primera mediante el uso de programas de edición de imagen. La razón de esta implementación fue la aparición del SARS-CoV-2, que paralizó el proceso de obtención de imágenes de pacientes reales.

Para este trabajo, a partir del mes de abril de 2021, dada la mejoría general de la situación de España en relación con esa pandemia, el Hospital Universitario Puerta de Hierro de Madrid cedió imágenes reales en el marco de un proyecto de colaboración con el Video Processing and Understanding Lab de la UAM, contando para ello con la debida aprobación de su Comité de Ética.

Para elaborar este algoritmo es necesario realizar un pre procesado de cada una de las imágenes a analizar, separando la región de interés del resto de la imagen. Posteriormente se deben aplicar una serie de ajustes a dichas imágenes para poder compararlas, tratando de evitar problemas como distintos tonos de piel, provocados por ejemplo porque las imágenes se tomasen con diferentes condiciones de luz o que el paciente haya tomado el sol. Otros como colocaciones de la espalda diferentes en ambos momentos, ya sea por estar más o menos estirada, por ángulos o distancias al paciente distintas en los momentos de realizar las capturas. Finalmente se compararán ambas para obtener todas las posibles diferencias.

1.3 Organización de la memoria

La memoria consta de los siguientes capítulos:

- **Introducción**
- **Estado del arte y técnicas aplicadas**
- **Mejora del algoritmo**
- **Desarrollo**
- **Base de imágenes del hospital, pruebas y resultados**
- **Conclusiones y trabajo futuro**

2 Estado del arte y técnicas aplicadas

2.1 Introducción

El presente capítulo abordará algunas de las aplicaciones empleadas hoy en día para detectar cambios en la piel. A continuación, se expondrán las técnicas utilizadas en el desarrollo del algoritmo que se presenta.

2.2 Antecedentes

La detección de lesiones en la piel ya ha sido abordada por diferentes empresas. Una de las más destacadas es *Canfield Scientific* [1], especializada en el desarrollo de programas que utilizan imágenes tomadas por personal médico. Adicionalmente, cuenta con un catálogo de accesorios para la captura de las imágenes (cámaras, trípodes, ...).

Otras aplicaciones como, por ejemplo, *Mirror DermaGraphix Body Mapping Software* [2] funcionan de forma manual. En este programa, se introducen las lesiones a estudiar y se genera un historial de la evolución de éstas. Otro ejemplo es la aplicación *SkinIO* [3], en la que se hace un registro de cada paciente y que permite, también, el funcionamiento automático; igualmente, incorpora un historial para seguir la evolución de una lesión.

2.3 Tecnologías de soporte

El algoritmo de detección desarrollado en este proyecto incorpora diversas técnicas que se explicarán a continuación. Se mostrarán todas las técnicas con las que se han realizado pruebas y se indicará cuál ha ofrecido mejores resultados a lo largo de este proyecto.

El tratamiento de la imagen se realiza en varias fases que se describirán más adelante. Estas fases son: 1) Segmentación de las zonas a estudiar, 2) Extracción de contornos, 3) Homografía entre imágenes, 4) Igualación de color y 5) Cálculo de diferencias entre imágenes.

2.3.1 Segmentación de las zonas a estudiar

Se describe el proceso de extracción de las zonas de interés en las imágenes proporcionadas. En este caso, se pretende identificar grandes regiones de piel y separarlas del resto. Para acometer este objetivo se han analizado distintos tipos de segmentadores.

- **Segmentador basado en bordes:** Como su propio nombre indica, intenta buscar los bordes de todos los objetos o elementos de la imagen. Debido a la falta de uniformidad de la piel es una técnica que no es útil para este trabajo, puesto que se pretende obtener una única región grande a estudiar y lo que se obtiene son muchas regiones pequeñas sin diferenciar entre piel o cualquier otro elemento que aparezca en la imagen. A continuación, se muestra la Figura 2.1 con el resultado obtenido con este segmentador.



Figura 2.1: Resultado del segmentador basado en bordes. Extraído de [4].

- **Segmentador basado en regiones:** Como dice su nombre, pretende encontrar regiones similares que cumplan criterios establecidos. Se han estudiado dos tipos de segmentadores basados en regiones:
 - **Método de crecimiento de regiones:** Inicialmente, el usuario establece unos píxeles de la imagen denominados semillas y define una condición. Después se comienza a realizar una comparación entre las semillas y sus píxeles vecinos (cercanos), si el resultado de la comparación cumple la condición el píxel vecino se añade a la región, en caso contrario no se añade. Este proceso se repite de forma iterativa hasta que quedan definidas las regiones de interés. El resultado obtenido con este método no resulta adecuado para este trabajo por varios motivos. El más importante es que las semillas y condiciones establecidas al inicio deben ser reprogramadas en función de la imagen a analizar. Además, el coste computacional es muy alto, como el ordenador necesita realizar un número de operaciones elevado, utilizará muchos recursos y afectará negativamente a la eficiencia del proceso. A continuación, se muestra la Figura 2.2 con el resultado obtenido con este segmentador.

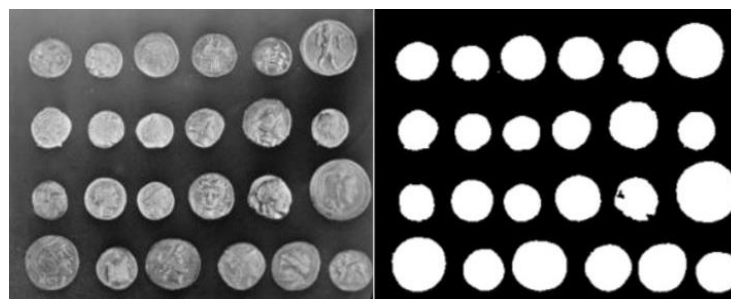


Figura 2.2: Resultado del segmentador basado en crecimiento de regiones. Extraído de [5].

- **Método del valor del umbral:** También conocido como umbralización. En este caso es necesario definir una condición, conocida como umbral, que se establece inicialmente, pero, a diferencia del método de crecimiento de regiones, el umbral es absoluto y no específico para cada imagen. Este método ha demostrado ser el más adecuado para afrontar el problema al que nos enfrentamos. Para este trabajo, el umbral (la condición) que se utilizará es el color de la piel. El segmentador buscará el color de la piel en la imagen y generará regiones en función de los valores obtenidos. A continuación, se muestra la Figura 2.3 con el resultado obtenido con este segmentador.



Figura 2.3: Resultado del segmentador “método del valor del umbral”.

2.3.2 Extracción de contornos

Esta etapa tiene como objetivo definir el contorno de la imagen obtenida en la etapa anterior. Este contorno se utilizará para evitar errores en la detección de la región a analizar. Se han estudiado tres métodos diferentes para obtener este perímetro.

- **Detector de bordes:** Como se ha indicado en la etapa anterior este método extrae todos los bordes que aparecen en la imagen. Funciona de la misma manera, pero su uso pretendido es diferente. La realidad es que sigue sin ser de utilidad ya que detecta bordes que no aportan la información deseada. Por ejemplo, no es interesante saber dónde comienza y dónde termina una lesión, se pretende conocer el contorno de la región de piel.
- **Detección de contorno en base al cambio de color:** En este caso, se analizó la posibilidad de detectar el contorno buscando un cambio de color desde el negro al color de la piel. Nuevamente, nos encontramos con un alto coste computacional puesto que el algoritmo obliga a comparar cada píxel de la imagen con sus vecinos.
- **Detector por contornos activos:** Consiste en definir un elemento elástico que comienza en los bordes de las imágenes y se va reduciendo y ajustando a la región definida por el segmentador. Este es el método seleccionado para el desarrollo de esta etapa puesto que devuelve muy buenos resultados.

2.3.3 Homografía entre imágenes

Una homografía entre dos imágenes consiste en una transformación proyectiva que establece correspondencias entre elementos de ambas, de tal forma que los puntos de una imagen se corresponden con puntos de la otra. Para conseguir esta homografía, el primer paso es obtener los puntos a utilizar en cada una de las imágenes; éstos se conocen como puntos de interés. A continuación, se realizan una serie de operaciones para establecer las correspondencias de los puntos de interés de una imagen con los de la otra. Finalmente, con las correspondencias obtenidas, se calcula la transformación geométrica necesaria para tener ambas imágenes en posiciones lo más parecidas posibles.

Se han estudiado tres métodos diferentes para la realización de esta homografía y todos funcionan de forma similar. El procedimiento encuentra los puntos de interés de la imagen y los describe, es decir, almacena su posición y sus características. Si los descriptores de dos puntos de distintas imágenes coinciden, se determinará que son el mismo punto y se establecerá una correspondencia entre ellos. Estos puntos se utilizarán a la hora de calcular la transformación. Las diferencias entre los tres métodos estudiados son la capacidad de detección y el tiempo de ejecución. Los métodos aludidos son **SIFT (Scale-invariant feature transform)** siendo éste el que ofrece una mejor detección de los puntos, pero también el de mayor tiempo de ejecución; **SURF (Speeded-Up Robust Features)** y **ORB (Oriented fast and Rotative Brief)** con resultados similares. Inicialmente, se eligió el método **ORB**, pero finalmente, se utilizará el **SIFT** debido a la trascendencia de obtener buenos resultados en esta etapa. A continuación, se muestra la Figura 2.4 con el resultado de este proceso de obtención de puntos de interés y su correspondencia entre ambas imágenes.



Figura 2.4: Puntos característicos y su correspondencia.

2.3.4 Igualación de color

Esta etapa busca solucionar una serie de potenciales problemas que podrían aparecer debido a diversos factores, todos ellos relacionados con el color de la piel del paciente. Por ejemplo, el paciente podría haber pasado unos días en la playa antes de alguna de las capturas de las imágenes y en la otra no; esto provocaría que su tono de piel fuese diferente en ambas imágenes dada la exposición al sol que habría sufrido. Esto podría provocar

errores en la siguiente etapa: cálculo de diferencia entre las imágenes. Este mismo problema podría surgir si las condiciones de luz son diferentes durante la captura de las imágenes, provocando que una de ellas se viese más oscura que la otra. Para solucionarlo se han estudiado distintas técnicas de procesamiento de imagen que permiten modificar algunos parámetros de las mismas.

- **Ecualización del histograma:** Un histograma es una representación gráfica en forma de barras, donde cada una de las barras se corresponde con un valor, y la altura de ésta indica la frecuencia de ese valor en la imagen. Se utiliza en imágenes en escala de grises, donde los valores de cada píxel se encuentran en el rango comprendido entre 0 y 255; el histograma tiene una serie de barras que representan un intervalo entre dos valores dentro de ese rango y su altura es la cantidad de píxeles que hay en la imagen con valores dentro de ese intervalo. La ecualización consiste en modificar el histograma de una imagen de forma que se consiga una distribución lo más uniforme posible, se busca que la altura de todas las barras sea lo más parecida posible.
- **Promedio de imágenes:** Utilizado para eliminar ruido en imágenes. Dicho ruido no es más que la alteración de zonas de la imagen al realizar la captura, es decir, que no representa la realidad de la imagen.
- **Métodos basados en píxeles:** Consiste en la variación de los píxeles de la imagen con un objetivo. Se ha elegido este método para el desarrollo de esta etapa, puesto que es el que mejor soluciona el problema que se plantea. El proceso calcula la diferencia de color entre las dos imágenes y se modifica la segunda tratando de que se asemeje lo máximo posible a la primera.

2.3.5 Cálculo de diferencias entre imágenes

En esta etapa se realiza la comparación entre las dos imágenes bajo estudio. Se aplican dos tipos de comparaciones con distintos objetivos. Primero se realiza una comparación en escala de grises cuyo objetivo es detectar las variaciones de tamaño en lesiones ya existentes o la aparición de lesiones nuevas. Posteriormente, se realiza otra en el espacio de color CIELAB para detectar el cambio de color en lesiones antiguas y, además, reforzar los resultados de la comparación anterior. La necesidad de realizar esta segunda comparación tiene su origen en las indicaciones del personal médico, que hizo gran hincapié en la importancia de las variaciones de color en las lesiones. A continuación, se muestran dos imágenes, la Figura 2.5 y la Figura 2.6. En la superior se ve la diferencia de las dos imágenes. En la segunda se ven dichas diferencias marcadas en la segunda imagen realizada en la comparación.

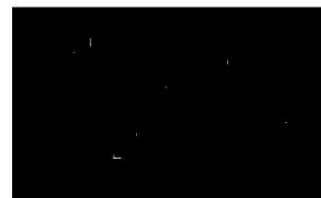
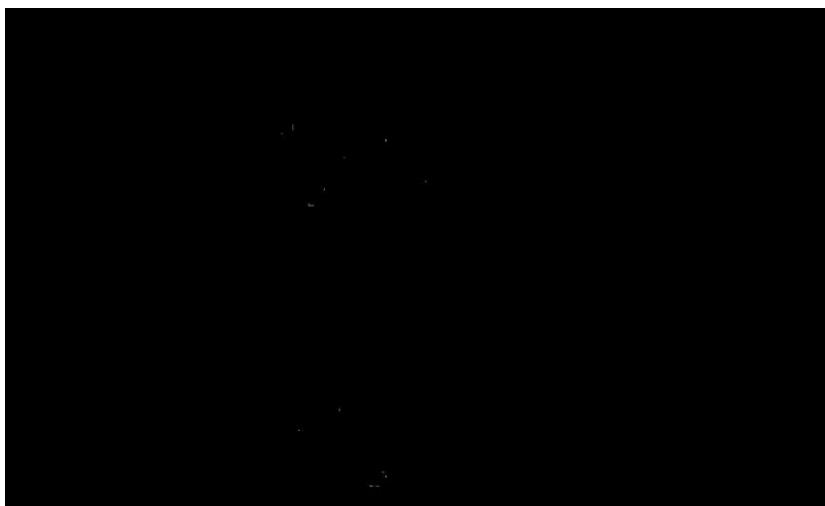


Figura 2.5: Imagen de diferencias y zoom de una zona.



Figura 2.6: Imagen del paciente con las nuevas lesiones señaladas en azul y zoom de una zona.

3 Optimización del algoritmo

3.1 Introducción

Este capítulo abordará la necesidad de crear una aplicación, los cambios realizados en el algoritmo original y los requisitos específicos de la aplicación y del propio algoritmo. Se analizará cómo debe ser el diseño de la aplicación y cómo se debe trabajar con el algoritmo para que los resultados sean de la mayor calidad posible. Dentro de estos requisitos se hará una distinción en dos categorías, indispensables y adicionales. Los indispensables serán los requisitos mínimos para que el algoritmo funcione correctamente. Los adicionales serán los que faciliten el trabajo del equipo médico.

3.2 Requisitos y diseño de la aplicación

Con el diseño inicial del algoritmo, para analizar distintas imágenes era necesario acceder al código del algoritmo y, en él, modificar la ruta en la que se encontraban las imágenes a estudiar. Para una utilización más dinámica, era necesario crear una aplicación que permitiera seleccionar dichas imágenes de forma sencilla y sin necesidad de modificar el código del algoritmo. Además, para observar los resultados era necesario acceder a las carpetas en las que se guardaban las imágenes generadas a lo largo de todo el proceso de comparación. Ahora estas imágenes se muestran directamente en la aplicación.

Para el diseño de la aplicación fue esencial consultar al equipo médico que trabajará con la misma. El equipo, principalmente, expresó su deseo de trabajar con una aplicación sencilla. Los requisitos indispensables indicados fueron los siguientes:

- **Selección de imágenes:** Una forma sencilla de seleccionar las imágenes del paciente bajo estudio.
- **Presentación de las imágenes:** La aplicación debería mostrar las dos imágenes bajo estudio y una tercera con las diferencias resaltadas.

Como requisitos adicionales señalaron:

- **Posibilidad de ampliar o reducir el tamaño de las imágenes:** Se podrá escalar el tamaño de la imagen, con el fin de facilitar el trabajo de análisis al equipo médico.
- **Posibilidad de ampliar o reducir el contenido de la imagen:** Se podrá hacer zoom en las imágenes bajo estudio y en la imagen de diferencias, con el fin de facilitar el trabajo de análisis al equipo médico.

3.3 Requisitos y diseño del algoritmo

El diseño del algoritmo está influenciado por el trabajo previo realizado por Juan Antonio Álvarez Castillo. Respetando su trabajo, se consultó con el equipo médico para recibir indicaciones adicionales. Los requisitos indispensables elegidos para el algoritmo son:

- **Detección de diferencias:** El programa debe mostrar las diferencias entre las imágenes bajo estudio. Se creará una imagen en la que aparezcan las diferencias detectadas.
- **Evolución de las lesiones:** Debe reflejarse tanto la aparición de nuevas lesiones como todo tipo de evolución de lesiones previas. Se incluirán variaciones en el tamaño o el color.
- **Áreas completas:** Es importante analizar y determinar de forma clara las áreas en las que se producen las nuevas lesiones o las variaciones de lesiones antiguas.
Como requisitos adicionales encontramos:
- **Selección de la región a estudiar:** Para facilitar el trabajo del algoritmo se selecciona la zona a analizar en las dos imágenes bajo estudio. De esta forma se puede evitar que el algoritmo encuentre diferencias en regiones que no son de interés, como pueden ser el cuello, la cabeza o los brazos.
- **Historial de lesiones:** Un registro en el cual el equipo médico pueda consultar el estado de determinadas lesiones en sesiones anteriores.

4 Desarrollo

4.1 Introducción

En este capítulo se incluye una descripción de la aplicación y el desarrollo creativo de ésta. Igualmente, se describe el algoritmo de cálculo y el desarrollo del mismo.

4.2 Descripción y desarrollo de la aplicación

El inicio de la aplicación es sencillo. Se muestra un botón que permite seleccionar las imágenes a comparar entre los archivos del ordenador.

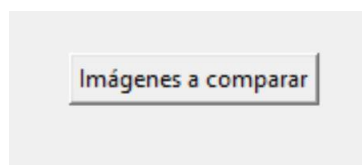


Figura 4.1: Botón de selección de imágenes.

Al pulsar sobre el botón se ofrece un administrador de archivos que permite seleccionar las imágenes a utilizar.

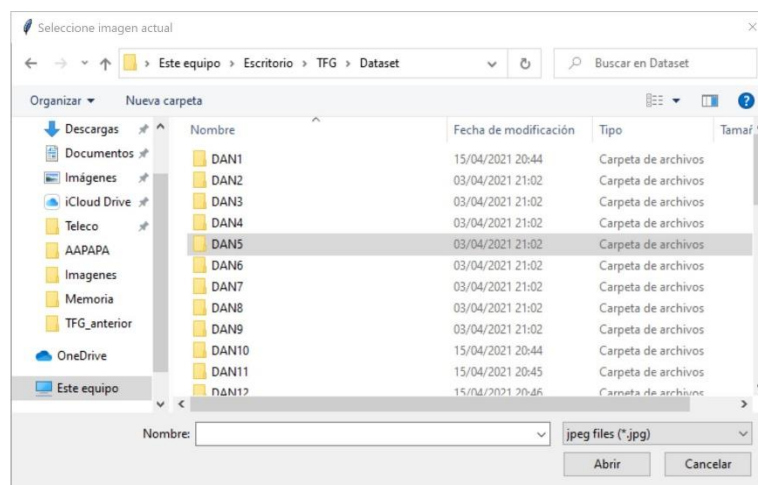


Figura 4.2: Selección de imágenes.

Tras la selección de las imágenes se permite elegir el modo de funcionamiento del algoritmo para mejorar la eficacia del mismo. Más adelante se profundizará en esta opción.

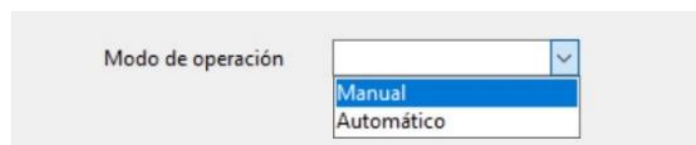


Figura 4.3: Ajuste del modo de operación.

La aplicación ofrece otro botón, que es el que ejecutará el algoritmo una vez se hayan seleccionado las imágenes a comparar y que se haya seleccionado el modo de operación.

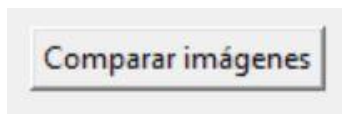


Figura 4.4: Botón que ejecuta el algoritmo.

Tras pulsar este botón, se presentarán tres imágenes en la interfaz gráfica. Éstas son las dos imágenes bajo estudio y una tercera con las diferencias resaltadas (ver Figura 1.1). La aplicación permite seleccionar una zona grande de piel, la espalda por ejemplo, y de esta forma omitir los pasos de segmentación y detección de contornos.

Igualmente, la aplicación permite hacer un zoom de las tres imágenes pulsando el botón izquierdo del ratón en un punto de la imagen de diferencias. De esta forma se puede optimizar el análisis de las lesiones por parte del equipo médico. Alternativamente, se puede deshacer el zoom pulsando el botón derecho del ratón sobre la imagen.

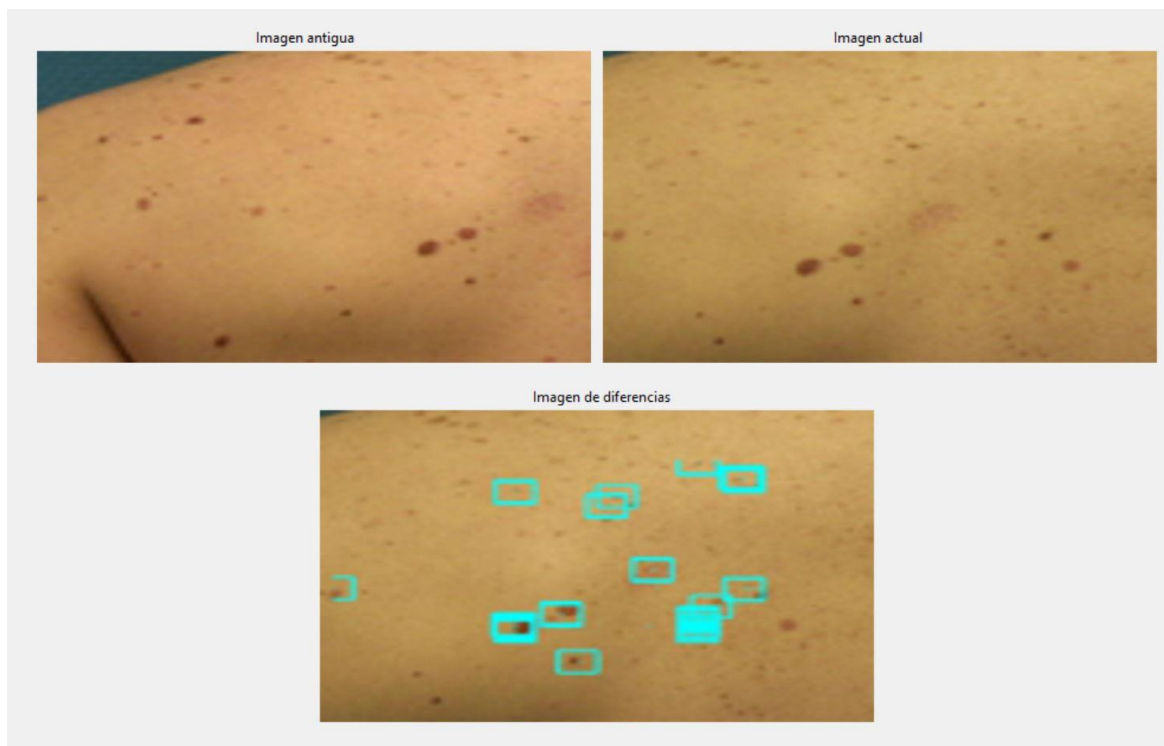


Figura 4.5: Resultado de la comparación ampliado.

4.3 Descripción general del algoritmo

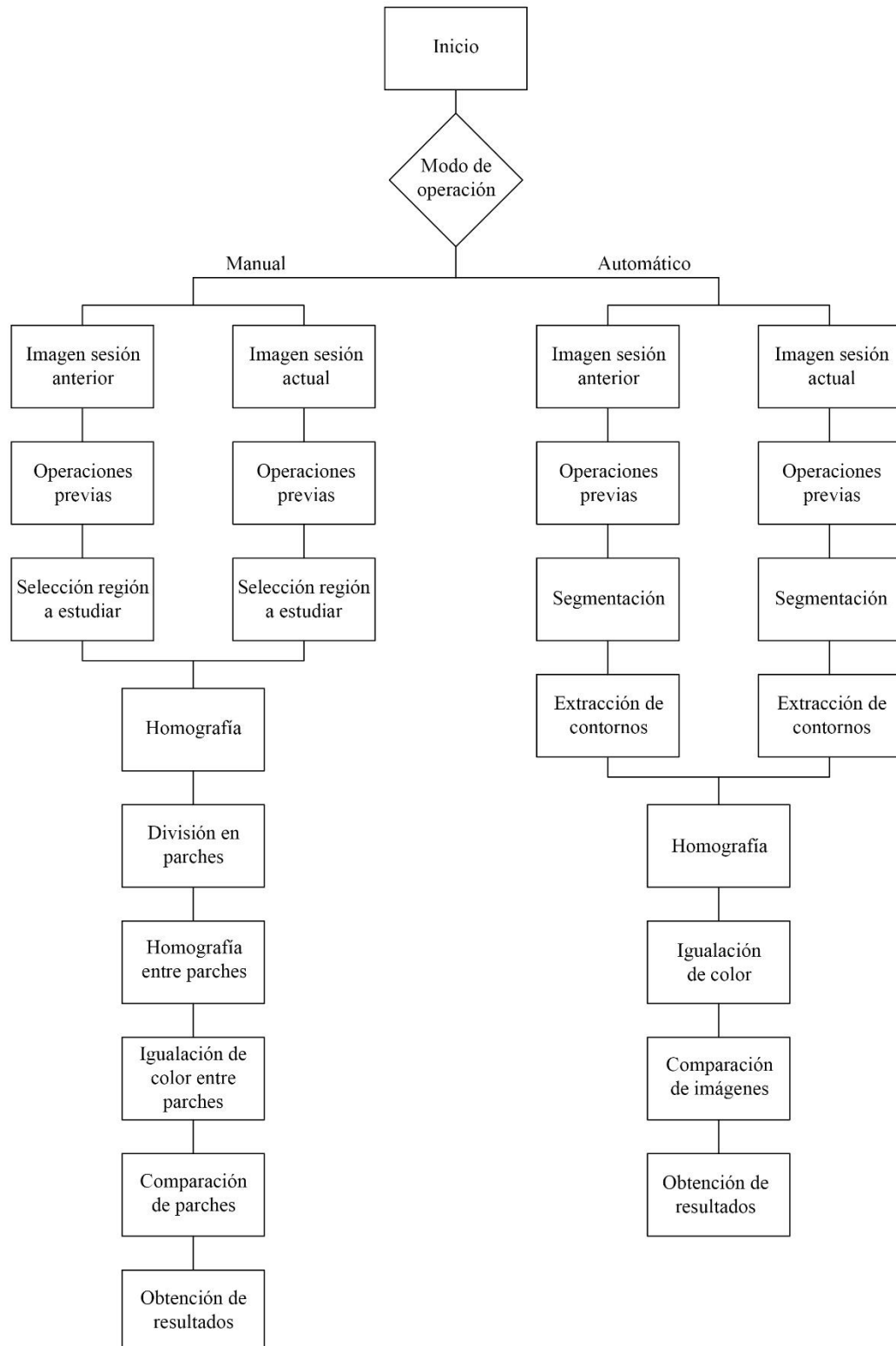


Figura 4.6: Diagrama de bloques del algoritmo.

Esta sección ofrece una explicación general de las técnicas empleadas en el algoritmo de comparación.

Los primeros pasos son la selección del modo de operación del algoritmo, automático o manual, y la selección de las dos imágenes, tomadas en dos sesiones diferentes, a comparar. El algoritmo pretende detectar los cambios surgidos entre las dos sesiones.



Figura 4.7: Imágenes a comparar.

Independientemente del modo de operación, el siguiente paso siempre incluye una serie de operaciones. En éstas se comprueba la orientación de la imagen, buscando colocarla siempre horizontalmente.

Tras realizar estas operaciones, el flujo del algoritmo evoluciona en función de la selección inicial: manual o automática.

El flujo de la versión manual conducirá a la selección de la región de interés.



Figura 4.8: Selección de la región bajo estudio (interior del rectángulo).



Figura 4.9: Regiones bajo estudio.

El flujo de la versión automática conducirá a la segmentación de las imágenes, tratando de separar la espalda del paciente del resto de la imagen y detectando el contorno de las mismas.



Figura 4.10: Segmentación y detección del contorno de las dos imágenes.

Tras estos procesamientos, el siguiente paso del algoritmo es idéntico para los dos flujos, aunque, evidentemente, trabajando con diferente información.

Este paso se denomina homografía. Ésta consiste en obtener los puntos de interés de cada una de las regiones bajo estudio, por separado y encontrar su homónimo en la otra imagen. Esto es, realizar asociaciones de los puntos de interés de una de las regiones con los puntos de interés de la otra. A través de estas asociaciones se busca calcular la transformación geométrica necesaria para que ambas regiones sean lo más parecidas posibles (dichas transformaciones pueden ser, rotaciones, variaciones en el tamaño, en la posición...).

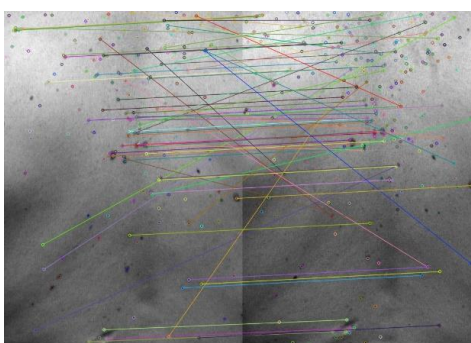


Figura 4.11: Cálculo y asociación de los puntos de interés en la versión manual.

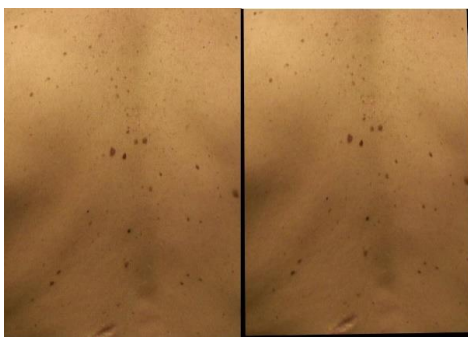


Figura 4.12: A la izquierda la imagen inicial y a la derecha el resultado de la homografía. En el modo de operación manual.



Figura 4.13: Cálculo y asociación de los puntos de interés en la versión automática.



Figura 4.14: A la izquierda la imagen inicial y a la derecha el resultado de la homografía. En el modo de operación automático.

El flujo de la versión manual conduce al siguiente paso que consiste en crear una serie de parches, dividiendo las regiones bajo estudio en zonas más pequeñas, de un tamaño determinado, con el objeto de trabajar con la mayor precisión posible.



Figura 4.15: Parches de las regiones.

Como se puede ver en la Figura 4.15, los parches no están perfectamente alineados por lo que se procede a realizar una nueva homografía con la que se consigue mayor precisión.

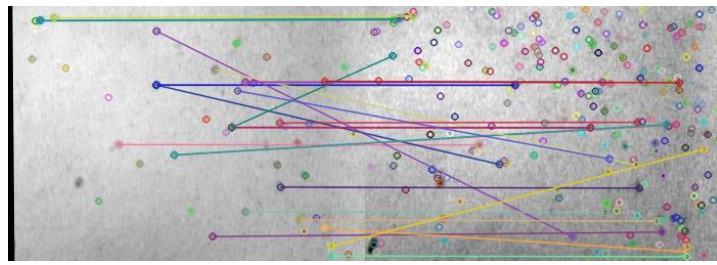


Figura 4.16: Cálculo y asociación de los puntos de interés en los parches.



Figura 4.17: A la izquierda el parche inicial y a la derecha el resultado de la homografía.

A partir de aquí ambos modos de operación siguen el mismo flujo, pero aplicado sobre diferente información.

El siguiente paso es la igualación de color. La finalidad de esta parte del proceso es compensar al máximo posible la diferencia de color que pueda haber en las imágenes. Estas diferencias pueden ser debidas a diversos factores, como por ejemplo la exposición a la luz solar o unas condiciones lumínicas diferentes en los momentos en que se realizan las capturas.



Figura 4.18: A la izquierda se puede ver el parche de referencia, a la derecha el parche que será modificado y debajo el resultado.

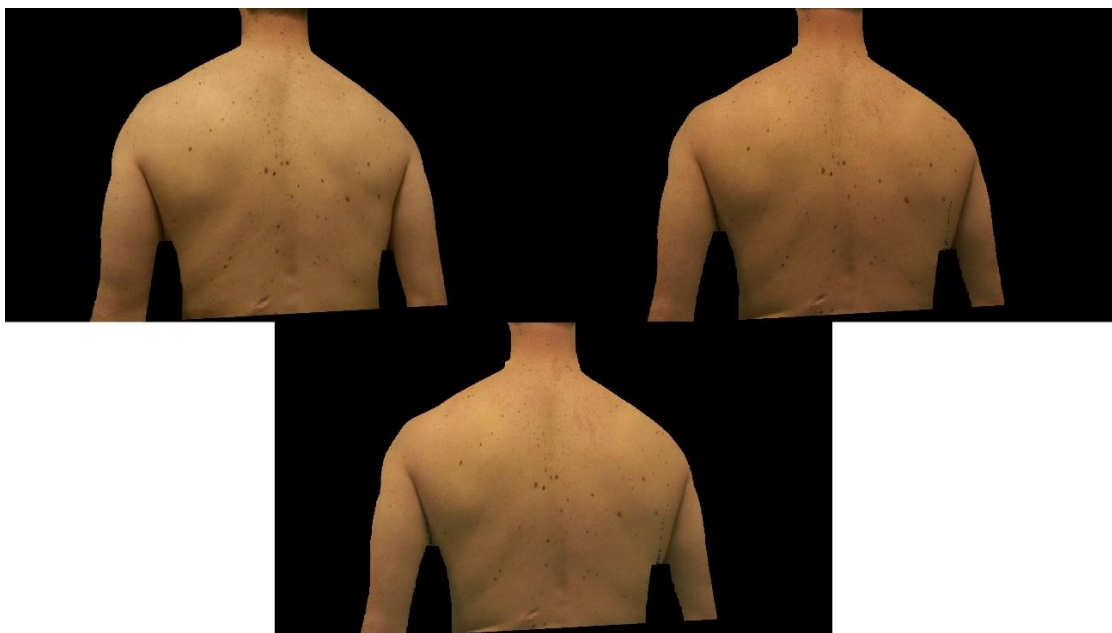


Figura 4.19: A la izquierda la imagen de referencia, a la derecha la que será modificada y debajo el resultado.

La última etapa del algoritmo es la comparación, ésta muestra, resaltadas, las diferencias halladas por el algoritmo en las imágenes.



Figura 4.20: Diferencias entre los parches.



Figura 4.21: Diferencias entre las imágenes el modo de operación manual.



Figura 4.22: Diferencias entre las imágenes el modo de operación automático.

4.4 Funciones desarrolladas

En esta sección expondrá las diferentes etapas que ejecuta el algoritmo y se explicará el proceso de forma detallada.

Las imágenes que ilustran esta sección se han obtenido a partir de las mostradas en la Figura 4.23, imágenes con encuadres diferentes y con color de la piel muy distinto, probablemente debido a las condiciones lumínicas, ya que el fondo también se ve diferente y parece ser el mismo.

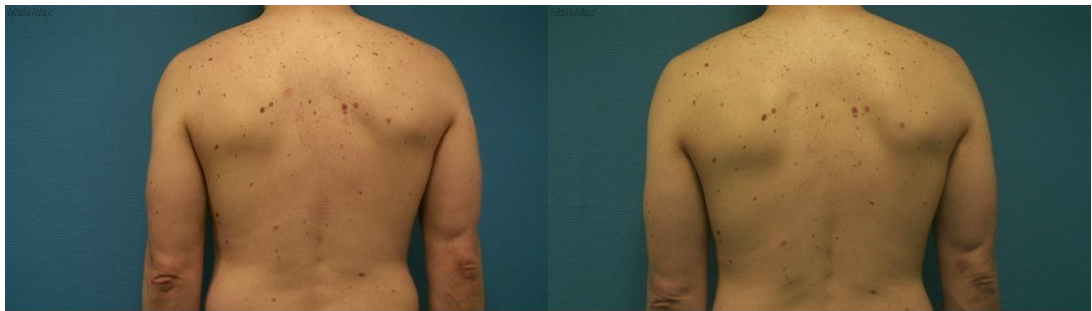


Figura 4.23: Imágenes a analizar.

4.4.1 Operaciones previas

La primera etapa del algoritmo se encarga de comprobar la orientación de las imágenes bajo estudio y, en caso necesario, rotarlas para colocarlas siempre en posición horizontal, que es lo más cómodo para el ojo humano.

Las cámaras fotográficas actuales incorporan a la imagen una serie de etiquetas generadas en el momento de hacer la captura. Estas etiquetas se encuentran siempre en el archivo de la imagen y siguen el estándar *EXIF* (*Exchangeable image file format*).

Una de estas etiquetas es la de orientación y se utiliza para conocer la posición de la cámara en el momento en que se tomó la fotografía. Sus valores pueden ser 1, 8, 3 o 6. El valor 1 indica posición horizontal, por lo que no habrá que rotar la imagen; el valor 8 indica que habrá que rotar la imagen -90° ; el valor 3 indica que será necesaria una rotación de 180° y el valor 6 forzará una rotación de 90° . Todas estas rotaciones están referidas al sentido de giro de las agujas del reloj.

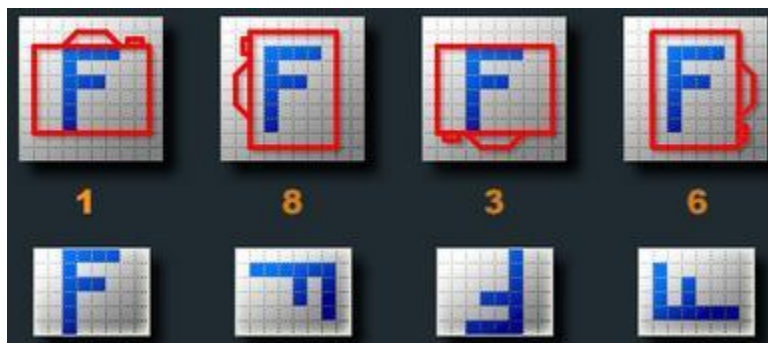


Figura 4.24: Orientación de la imagen y valor de la etiqueta. Figura extraída de [6]

4.4.2 Segmentación

Esta etapa solo tiene lugar en el modo automático, como se indica en la Figura 4.6.

La segmentación se utiliza para eliminar la información sin interés de la imagen, en este caso el fondo, que es irrelevante. El segmentador implementado está basado en el método del valor del umbral que, en este caso, es el color, tal como se ha mencionado en la sección 2.3.1.

Para interpretar correctamente el funcionamiento de esta etapa es necesario conocer el espacio de color en el que se trabaja. En este caso se trata del espacio RGB formado por tres canales, rojo, verde y azul. Estas siglas provienen de las iniciales en inglés (Red, Green, Blue). En este espacio los colores se forman por una combinación de los tres principales en diferentes porcentajes. De esta forma, lo necesario en esta aplicación es saber qué combinaciones de valores son las que el algoritmo deberá detectar como piel. Dado que el color de la piel de la espalda puede no ser uniforme debido, por ejemplo, a una lesión o un tatuaje, el detector puede marcar como zona de no piel una situada en la espalda. Para evitar este tipo de errores es necesaria la siguiente etapa del algoritmo.



Figura 4.25: Resultado del segmentador basado en el método del valor del umbral (color).

4.4.3 Detector de contornos

Como se ha mencionado en la sección anterior, esta etapa sirve para evitar posibles errores en la segmentación. Los posibles errores cometidos en la fase de segmentación que subsana esta parte del algoritmo consisten en la detección de no piel en el interior de la espalda, debido a diferencias de color. El proceso utiliza detección por contornos activos, que consiste en

definir un elemento elástico que rodea la imagen, comenzando en los bordes de las imágenes. Se va reduciendo el tamaño de ese elemento se amolda a la región definida por el segmentador.



Figura 4.26: Resultado del detector de contornos basado en contornos activos.

4.4.4 Homografía

Esta etapa del algoritmo tiene lugar una vez en el modo de operación automático. En el modo de operación manual esta fase tiene lugar en repetidas ocasiones, primero con las regiones bajo estudio completas y, posteriormente, con cada una de las parejas de parches creadas.

Esta etapa del proceso es muy importante puesto que, si no se alinean bien las dos imágenes o parches, la comparación obtendrá unos resultados que no serán realistas. Por ejemplo, en este caso se aprecia claramente lo necesaria que es, ya que las dos imágenes iniciales son muy diferentes. En la primera, el paciente no se encuentra en el centro de la imagen, sino que está desplazado hacia la derecha y, en la segunda, sí se encuentra bastante centrado.

Su funcionamiento está basado, en primer lugar, en detectar los puntos de interés o puntos característicos de las imágenes, como pueden ser esquinas, cambios de color, bordes... Se acompaña cada uno de ellos de un descriptor, que aporta información sobre dicho punto. Posteriormente, se comparan los puntos de una imagen con los puntos de la otra y se generan correspondencias entre ellos.

Debido a la gran importancia de esta etapa, para realizar este proceso se utiliza el método SIFT, de alto coste computacional, pero con los mejores resultados.

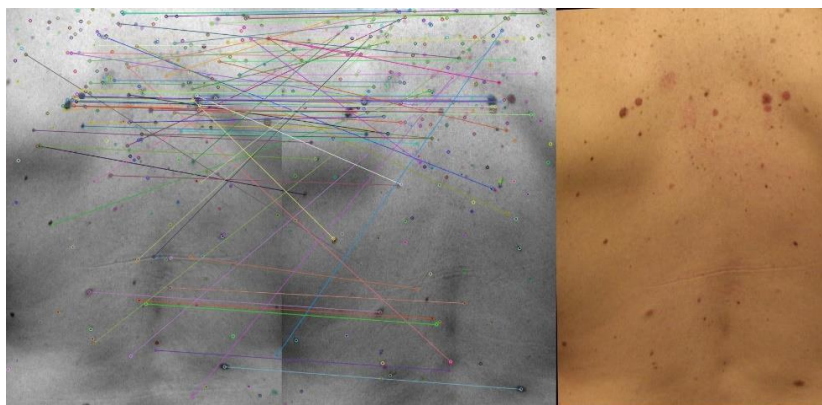


Figura 4.27: Detección y asociación de puntos de interés en el modo de operación manual. A la derecha el resultado de la homografía.



Figura 4.28: Detección y asociación de puntos de interés en parches. A la derecha el resultado de la homografía.

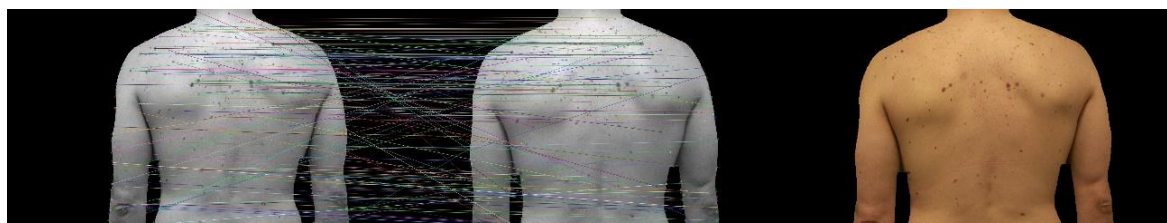


Figura 4.29: Detección y asociación de puntos de interés en el modo de operación automático. A la derecha el resultado de la homografía.

4.4.5 Igualación de color

Esta etapa del algoritmo, al igual que la anterior, tiene lugar una única vez en el modo de operación automático y se repite varias veces en el manual.

Esta fase pretende evitar errores, al comparar las imágenes, provocados por la diferencia de color de la piel entre las dos imágenes. En el caso presentado se puede ver que las imágenes fueron capturadas en condiciones lumínicas distintas y la diferencia es perceptible a simple vista.

Para desarrollar esta etapa se realiza un análisis por canales del espacio RGB. Esto implica calcular el valor medio de cada uno de los canales en cada imagen y obtener la

diferencia entre estos valores. Esta diferencia se aplica a la segunda imagen para intentar compensar la diferencia y aproximarla lo máximo posible a la primera.

Para garantizar el correcto funcionamiento de esta etapa se utilizan las imágenes después de haber sido segmentadas y haber detectado su contorno correctamente. Si se intenta realizar el proceso con las imágenes iniciales, se tendrá en cuenta el color del fondo y éste podría cambiar entre las dos imágenes. Por ello, se utilizan las imágenes segmentadas y la obtenida después de la homografía, ya que en ellas el fondo ha sido eliminado y se han alineado de la mejor forma posible, dejando, aproximadamente, la misma cantidad de píxeles negros en ambas.



Figura 4.30: Igualación de color entre parches. Arriba a la izquierda se encuentra el parche de referencia, a su derecha el parche a modificar y debajo el resultado.

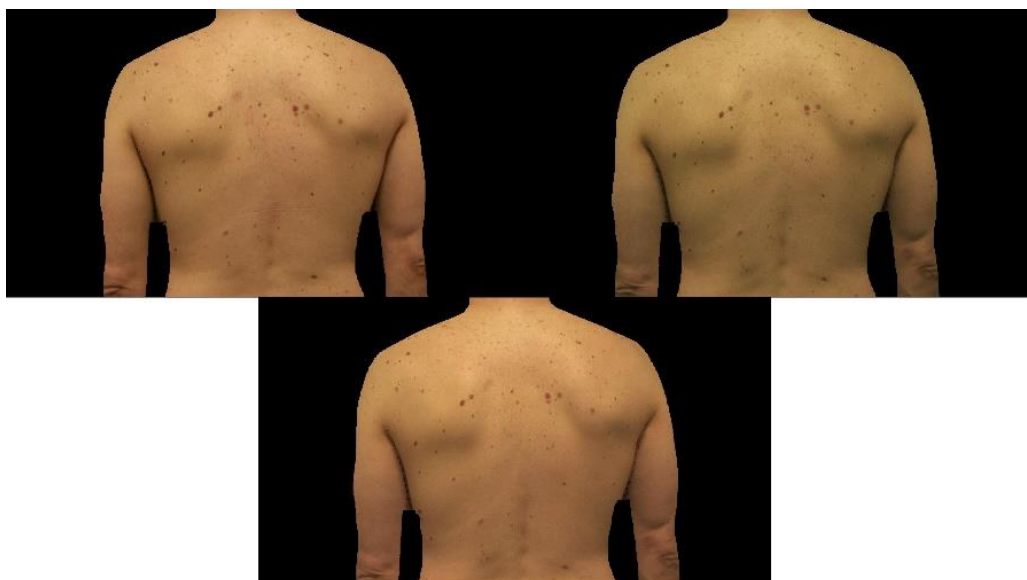


Figura 4.31: Igualación de color entre imágenes. Arriba a la izquierda se encuentra la imagen de referencia, a su derecha la imagen a modificar y debajo el resultado.

4.4.6 Comparación

En esta etapa se realiza, finalmente, la comparación de las imágenes tratadas por todo el resto de las etapas del algoritmo. Este proceso se realiza en dos fases.

La primera fase consiste en transformar las imágenes, o los parches, a escala de grises y restarlas, consiguiendo así detectar las variaciones de tamaño en lesiones ya existentes o la aparición de nuevas lesiones.

La segunda fase consiste en realizar una comparación en el espacio de color CIELAB. Para ello se transforman las imágenes o los parches a este espacio, obteniendo los canales ($L^*a^*b^*$) y se calcula la Delta E (ΔE) con una función de Python (Delta E CIE 2000). Este proceso detecta cambios de color en lesiones antiguas y además permite reforzar los resultados obtenidos en la comparación anterior.

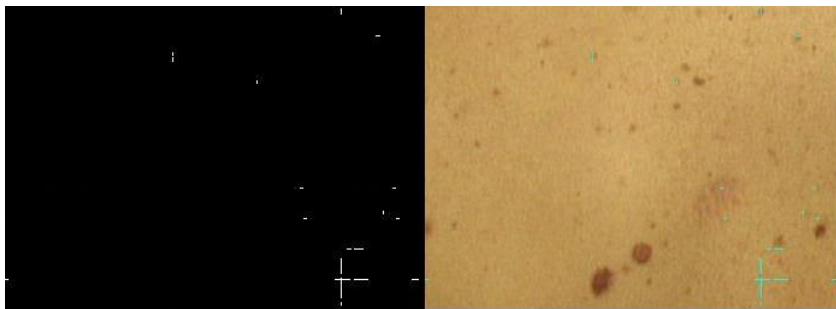


Figura 4.32: A la izquierda las diferencias detectadas en la comparación. A la derecha el resultado de señalar dichas diferencias en el parche.



Figura 4.33: A la izquierda las diferencias totales detectadas en el modo de operación manual. A la derecha el resultado de señalar dichas diferencias en la imagen.



Figura 4.34: Diferencias detectadas en el modo de operación automático.

4.4.7 Obtención de resultados

El proceso final genera la imagen en la que se mostrarán, finalmente, de la forma más clara posible, las diferencias detectadas por el algoritmo.

Se añade un rectángulo alrededor de las marcas señaladas en la imagen para permitir ver con más facilidad los lugares donde han surgido cambios; de otra manera podrían no apreciarse los cambios si éstos son pequeños.

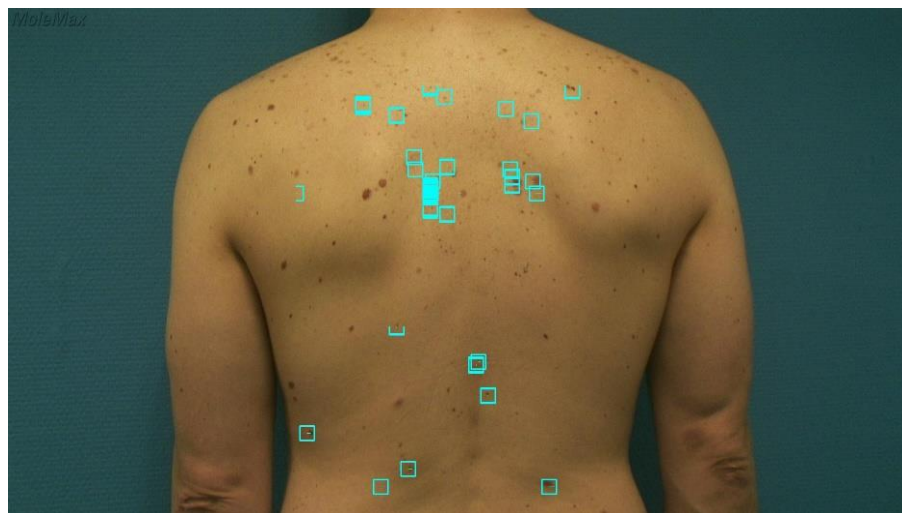


Figura 4.35: Imagen final que se mostrará al personal médico en el modo de operación manual.

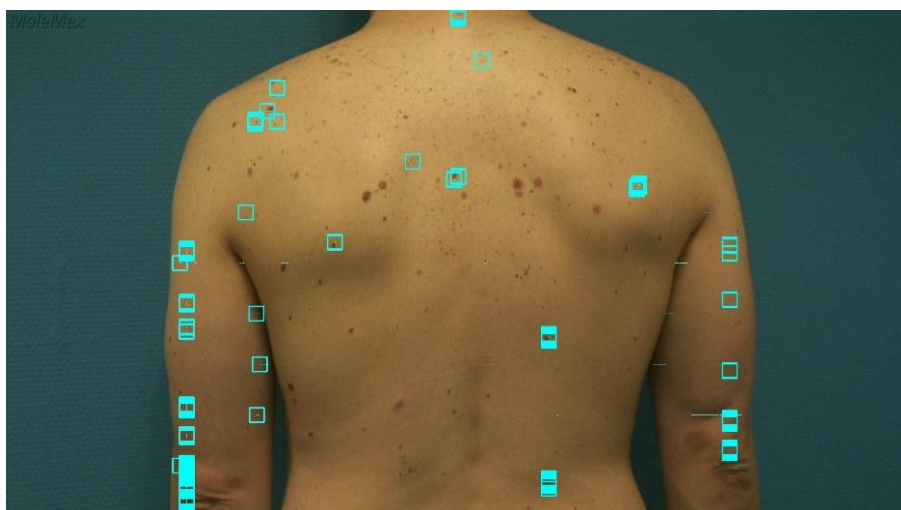


Figura 4.36: Imagen final que se mostrará al personal médico en el modo de operación automático.

Finalmente, el personal médico podrá ver las tres imágenes, las dos bajo estudio, y la tercera generada por la aplicación.



Figura 4.37: Visualización de las tres imágenes en el modo manual.

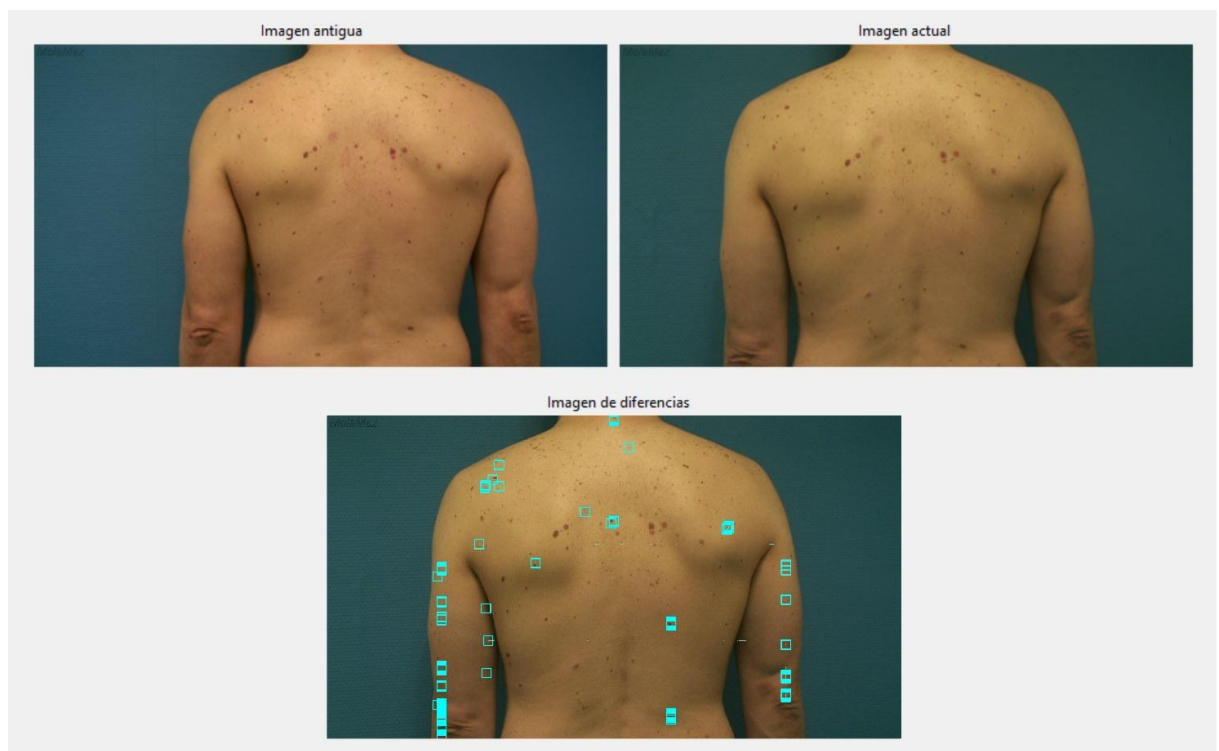


Figura 4.38: Visualización de las tres imágenes en el modo automático.

4.4.8 Aplicaciones para selección y representación de imágenes

Para desarrollar la aplicación se ha utilizado la librería Tkinter de Python. Ésta permite crear interfaces gráficas sencillas con elementos tales como botones, paneles desplegables y facilita la representación de imágenes.

Adicionalmente se han desarrollado una serie de funciones que permiten seleccionar las imágenes a estudiar navegando entre los archivos del ordenador, ampliar o disminuir zonas de las imágenes para una visualización más clara de todos los detalles por parte del personal médico, seleccionar la región bajo estudio en el modo de operación manual y ver dicha región en las imágenes dentro de la aplicación.

4.5 Ejecución de la aplicación

La ejecución del algoritmo exige el cumplimiento de unos requisitos y un único paso.

1. Las imágenes a analizar deben encontrarse almacenadas en el sistema de archivos del ordenador, no se puede acceder a imágenes por la red.
2. Es necesario tener instalado Python en su versión 3.8 en el ordenador. El siguiente enlace <https://www.python.org/downloads/> redirige hacia una zona segura de descarga.
3. Lanzar la aplicación mediante el uso de la consola de Windows, escribiendo: “Python -u” y la dirección en la que se encuentra el archivo Aplicación.py. Por ejemplo, Python -u

“C:\Users\DANI\TFG\Aplicacion.py”. Este proceso se puede facilitar creando un proceso batch asociado a un icono.

4.6 Captura de imágenes

Esta sección proporciona indicaciones sobre la captura de las imágenes por parte del personal médico, de tal forma, que faciliten el trabajo del algoritmo en modo automático y conseguir mejores resultados.

El algoritmo ha sido optimizado para detectar variaciones en la zona de la espalda. Por ello es importante diferenciar claramente el fondo de la imagen de la zona de la espalda, y evitar así, en la medida de lo posible, errores en la segmentación. Por esto es aconsejable que el fondo sea de un color completamente diferente al color de la espalda del paciente.

Es interesante ocultar los brazos a la hora de tomar las imágenes, ya que son zonas que no tienen interés dentro del análisis y pueden dificultar la labor del segmentador.

Es interesante plantear la señalización de dos marcas en el suelo, en ellas se situarán la cámara y el paciente. De esta manera es más fácil asegurar que la distancia entre cámara y paciente permanezca constante, ayudando al modo de operación automático, en este caso al realizar la homografía.

La iluminación es un factor importante, sería bueno tomar las imágenes siempre con las mismas condiciones lumínicas. Se podría conseguir eliminando toda la iluminación natural y utilizando unos focos colocados siempre en el mismo sitio y con la misma orientación.

Es importante tratar de evitar que los bordes de las regiones de interés coincidan con los bordes de la imagen, porque dificultará la tarea del algoritmo y los resultados serán peores.

Otro apunte importante es que las imágenes de cada paciente se tomen siempre con la misma orientación, todas en vertical o en horizontal. Si no se hace de esta forma el algoritmo no funcionará en modo automático, puesto que las imágenes tendrán dimensiones diferentes. En modo manual no habrá problemas, puesto que las regiones a analizar las define el usuario. No es necesario que todas las imágenes de todos los pacientes tengan la misma orientación, solo tienen que coincidir las de cada paciente entre sí.

5 Base de imágenes, pruebas y resultados

5.1 Introducción

Este capítulo describe los problemas encontrados con la base de imágenes durante gran parte del desarrollo del algoritmo. Posteriormente, se mostrarán los resultados definitivos obtenidos por el algoritmo.

5.2 Base de imágenes

La base de imágenes utilizada para este trabajo ha sido proporcionada por el Hospital Universitario Puerta de Hierro de Madrid (HUPHM). Esto significa que todas las imágenes utilizadas corresponden a pacientes reales, que han otorgado su consentimiento para participar en este proyecto.

Ha resultado complicado obtener las imágenes. La programación inicial era que Juan Antonio Álvarez Castillo obtuviese estas imágenes en marzo del año 2020, para poder trabajar en el algoritmo con imágenes reales desde el comienzo del proyecto. Debido a la aparición del SARS-CoV-2 en España no se pudo cumplir la programación, lo que interfirió con el proceso de adaptación de las imágenes. El hospital debía eliminar cualquier posible dato de los pacientes en las mismas y prepararlas para poder trabajar con ellas. Frente a este imponderable, se buscó una alternativa que consistió en encontrar imágenes en la red. Estas imágenes fueron modificadas mediante el uso de programas de edición de imagen, por ejemplo, Adobe Photoshop. De esta forma Juan Antonio realizó el algoritmo sin llegar a probarlo en imágenes reales.

Cuando se retomó su trabajo, en septiembre del año 2020, la situación en España seguía siendo poco propicia, por lo que las imágenes reales seguían sin estar disponibles. Por todo esto, se comenzó el trabajo manteniendo una reunión con el personal médico al objeto de recibir las indicaciones necesarias para la creación de la interfaz gráfica y, posteriormente, se acometió la modificación del algoritmo para intentar cubrir todas las posibilidades existentes y optimizar los resultados.

En abril del año 2021 se concertó una nueva reunión con el personal médico, esta vez en el hospital. A partir de este momento se dispuso de imágenes reales y se pudo probar el algoritmo en circunstancias reales. Como se intuía, los resultados obtenidos no ofrecían la calidad necesaria y se procedió a la modificación de las etapas necesarias para mejorar su rendimiento lo máximo posible.

5.3 Resultados

Esta sección muestra los resultados obtenidos utilizando los distintos modos de operación del algoritmo. El trabajo se realizó con una base de imágenes de 40 pacientes, aunque no se mostrarán todas.



Figura 5.1: Resultado del paciente 1 en el modo de operación manual.



Figura 5.2: Resultado del paciente 1 en el modo de operación automático.



Figura 5.3: Resultado del paciente 2 en el modo de operación manual.



Figura 5.4: Resultado del paciente 2 en el modo de operación automático.



Figura 5.5: Resultado del paciente 3 en el modo de operación manual.



Figura 5.6: Resultado del paciente 3 en el modo de operación automático.



Figura 5.7: Resultado del paciente 4 en el modo de operación manual.



Figura 5.8: Resultado del paciente 4 en el modo de operación automático.



Figura 5.9: Resultado del paciente 5 en el modo de operación manual.

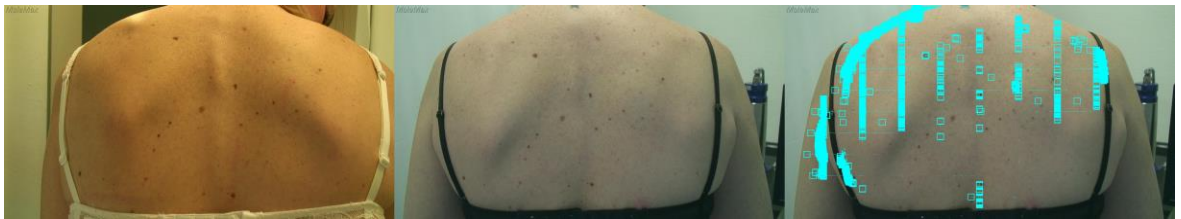


Figura 5.10: Resultado del paciente 5 en el modo de operación automático.



Figura 5.11: Resultado del paciente 6 en el modo de operación manual.



Figura 5.12: Resultado del paciente 6 en el modo de operación automático.



Figura 5.13: Resultado del paciente 7 en el modo de operación manual.



Figura 5.14: Resultado del paciente 7 en el modo de operación automático.



Figura 5.15: Resultado del paciente 8 en el modo de operación manual.



Figura 5.16: Resultado del paciente 8 en el modo de operación automático.

6 Conclusiones y trabajo futuro

6.1 Conclusiones

Durante el desarrollo del algoritmo se han cumplido, casi en su totalidad, los objetivos planteados inicialmente en el TFG.

Desde el principio ha existido la incertidumbre de si se podría llegar a trabajar con imágenes reales, dada la imprevisibilidad de la situación del SARS-CoV-2 durante gran parte del curso. Esto empujó a iniciar el trabajo diseñando la interfaz gráfica que utilizará el equipo médico y realizando los ajustes necesarios en el algoritmo existente desarrollado por Juan Antonio Álvarez Castillo.

Finalmente, cuando se pudo probar el algoritmo con imágenes reales, en abril, se confirmaron las impresiones iniciales, los resultados obtenidos no ofrecían la calidad necesaria y se procedió a la modificación de las etapas necesarias para mejorar su rendimiento lo máximo posible con el tiempo.

Si se analizan los resultados, las diferencias apreciadas entre los dos modos de operación son notables. El modo de operación automático, en algunas ocasiones, muestra diferencias en zonas que no son de interés real para el personal médico, como por ejemplo el cuello o los brazos. Además, los resultados, generalmente, son peores porque es muy difícil calcular una homografía que alinee perfectamente las dos espaldas. Estos resultados empujaron a analizar la posibilidad de trabajar en regiones concretas, seleccionadas por el usuario, trabajando con parches para conseguir mayor precisión en el cálculo de la homografía.

Adicionalmente, el modo de operación automático puede sufrir problemas con imágenes de la misma persona en las que una muestre los brazos o la cabeza y la otra no. Este problema no existe en el modo de operación manual puesto que, realizando la selección de la región a estudiar, se evitan todos estos inconvenientes.

Si nos referimos a la calidad de los resultados, aunque son mejores los ofrecidos en modo manual, los del modo automático pueden llegar a aportar información adicional relevante. La conclusión alcanzada es que se recomienda el uso de los dos modos para un análisis exhaustivo.

Debe indicarse que hay situaciones en las que el detector falla, cuestión que no influye de manera negativa. Como el equipo médico mirará la zona señalada por el detector, al ver que no hay una variación relevante podrá pasar a revisar el resto de zonas señaladas por el mismo. Esta debilidad ofrece la oportunidad de optimizar el algoritmo y mejorar su precisión y, por ende, los resultados del mismo. Se ha determinado que sería muy interesante seguir trabajando en ello.

Los objetivos principales del TFG eran ahorrar tiempo y facilitar el trabajo del o de la dermatólogo/a y evitar posibles omisiones que una persona pudiera cometer. Se considera que el

trabajo realizado ha conducido a resultados satisfactorios que permiten asegurar que los objetivos se han cumplido. Como se ha indicado, queda margen de mejora hasta obtener un producto completamente satisfactorio.

6.2 Trabajo futuro

A continuación, se proponen algunas implementaciones adicionales que se pueden añadir a la aplicación para sea más completa.

- Crear un servidor online que permita almacenar las imágenes de cada paciente en una cuenta personal. Esto eliminaría la necesidad de tener todas las imágenes en el ordenador.
- Posibilidad de ampliar o reducir el tamaño de las imágenes. Mediante un botón o panel deslizante se podría seleccionar si se quiere reducir o aumentar el tamaño de las imágenes en la interfaz gráfica. De esta manera, el personal médico podrá escalar las imágenes cuando lo necesite para estudiar mejor las lesiones del paciente.
- Historial de lesiones. Registro en el que el equipo médico pueda consultar el estado de determinadas lesiones detectadas en sesiones anteriores. Además, se puede estudiar la manera de incluirlo en el servidor online mencionado anteriormente.

Referencias

- [1] *Canfield Scientific*: <https://www.canfieldsci.com/>.
- [2] *Mirror DermaGraphix Body Mapping Software*: http://digitale-photographie.info/body-mapping_en.asp.
- [3] *SkinIO*: <https://skinio.com/>.
- [4] J. Valverde-Rebaza. (octubre 2007). Detección de bordes mediante el algoritmo de Canny. [En línea]. Recuperado de: https://www.researchgate.net/publication/267240432_Deteccion_de_bordes_mediante_el_algoritmo_de_Canny.
- [5] Scikit-image, image processing in python. (2021). Comparing edge-based and region-based segmentation — skimage v0.18.dev0 docs. Recuperado de: https://scikitimage.org/docs/dev/auto_examples/applications/plot_coins_segmentation.html.
- [6] Cómo lidiar con la orientación de las fotos en iOS. Recuperado de: <https://programmerclick.com/article/37091795775/>.
- [7] Colaboradores de Wikipedia. (mayo 2021). Histograma. [En línea]. Recuperado de: <https://es.wikipedia.org/wiki/Histograma>.
- [8] Colaboradores de Wikipedia. (agosto 2019). Scale-invariant Transform. [En línea]. Recuperado de: https://es.wikipedia.org/wiki/Scale-invariant_feature_transform.
- [9] Colaboradores de Wikipedia. (octubre 2020). Ecualización del histograma. [En línea]. Recuperado de: https://es.wikipedia.org/wiki/Ecualizaci%C3%B3n_del_histograma.
- [10] Colaboradores de Wikipedia. (septiembre 2019). Homografía (geometría). [En línea]. Recuperado de: [https://es.wikipedia.org/wiki/Homograf%C3%ADa_\(geometr%C3%ADa\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Homograf%C3%ADa_(geometr%C3%ADa)).
- [11] R. Sánchez Ricardo. “Estimación de la densidad de personas basado en segmentación frente-fondo y segmentación fondo-persona”. Mayo, 2015.
- [12] P. Moral de Eusebio. “Segmentación objeto-fondo”. Julio, 2017.
- [13] V. Caselles, A. Frangi. “La segmentación de imágenes: El método de los contornos activos”. Agosto, 2006.
- [14] J. A. Álvarez Castillo. “Análisis de la evolución en número y tamaño, de lesiones de piel en zonas amplias del cuerpo”. Junio, 2020.
- [15] B. Esteve Cogollos. “Análisis de la evolución de lesiones dermatológicas mediante técnicas de tratamiento de imagen”. Junio, 2019.
- [16] J. Liu, S. Yang, Y. Fang and Z. Guo. "Structure-Guided Image Inpainting Using Homography Transformation," IEEE Transactions on Multimedia, vol. 20, no. 12, pp. 3252-3265, December 2018.

Anexo A

Manual de instalación, ejecución y uso de la aplicación

1. Es necesario tener instalado Python en su versión 3.8 en el ordenador. El siguiente enlace <https://www.python.org/downloads/> redirige hacia una zona segura de descarga.
2. Lanzar la aplicación escribiendo en la consola de Windows: “Python -u” y la dirección en la que se encuentra el archivo Aplicación.py. Por ejemplo, Python -u “C:\Users\DANI\TFG\Aplicacion.py”.

Cuando la aplicación ha sido ejecutada hay que seguir los siguientes pasos:

1. Seleccionar el modo de operación, manual o automático, en el que se ejecutará el algoritmo mediante el panel de selección “Modo de operación”.
2. Seleccionar las imágenes a comparar mediante el uso del botón “Imágenes a comparar”.
3. En el modo manual seleccionar las regiones a comparar en las dos imágenes.
4. Ejecutar el algoritmo que devolverá las diferencias detectadas mediante el botón “Comparar imágenes”.